

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Kazuya Hijii, et al. **Examiner:** Unassigned
Serial No: Unassigned **Art Unit:** Unassigned
Filed: Herewith **Docket:** 17377
For: ELECTRIC SURGERY APPARATUS **Dated:** January 21, 2004
FOR SUPPLYING ELECTRIC POWER
SUITABLE FOR SUBJECT TISSUE

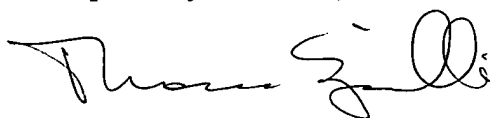
Mail Stop Patent Application
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

CLAIM OF PRIORITY

Sir:

Applicants in the above-identified application hereby claim the right of priority in connection with Title 35 U.S.C. § 119 and in support thereof, herewith submit a certified copy of Japanese Patent Application No. 2003-020957 (JP2003-020957) filed January 29, 2003.

Respectfully submitted,



Thomas Spinelli
Registration No.: 39,533

Scully, Scott, Murphy & Presser
400 Garden City Plaza
Garden City, New York 11530
(516) 742-4343
TS:dg

"CERTIFICATE OF MAILING BY "EXPRESS MAIL"

Express Mailing Label No.: EV 247989968 US

Date of Deposit: January 21, 2004

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service "Express Mail Post Office to Addressee" service under 37 C.F.R. § 1.10 on the date indicated above and is addressed to the Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450 on January 21, 2004.

Dated: January 21, 2004



Thomas Spinelli

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 1月29日
Date of Application:

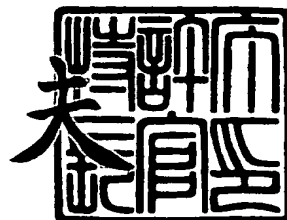
出願番号 特願2003-020957
Application Number:
[ST. 10/C]: [JP 2003-020957]

出願人 オリンパス株式会社
Applicant(s):

2003年10月31日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井 康





【書類名】 特許願

【整理番号】 02P02401

【提出日】 平成15年 1月29日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 8/12

【発明の名称】 電気メス装置

【請求項の数】 1

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

 【氏名】 原野 健二

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

 【氏名】 肘井 一也

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

 【氏名】 八田 信二

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

 【氏名】 林田 剛史

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

 【氏名】 大山 雅英

【特許出願人】

【識別番号】 000000376

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

【氏名又は名称】 オリnpas 光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100076233

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013387

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【プルーfの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 電気メス装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織を処置するための高周波電力を発生可能な高周波電力発生手段と、

前記高周波電力発生手段で発生される前記高周波電力に基づき、前記生体組織を処置可能な処置部と、

前記高周波電力を断続的な出力に制御する断続出力制御手段と、

前記処置部に供給される前記高周波電力の変化に基づき、対象組織を判別する対象組織判別手段と、

前記対象組織判別手段の判別結果に基づいて、前記断続出力制御手段によって制御される出力値及び出力回数を設定可能な断続出力設定手段と

を具備したことを特徴とする電気メス装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、電気メス装置、更に詳しくは高周波電流の出力制御部分に特徴のある電気メス装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、電気メス等の電気手術装置は、外科手術あるいは内科手術で生体組織の切開や凝固、止血等の処置を行う際に用いられる。

【0003】

この様な電気手術装置には、高周波焼灼電源と、この高周波焼灼電源に接続される処置具が設けられており、処置具を患者に接触させて高周波焼灼電源から高周波電流を供給することで上記処置を行う。

【0004】

上述した電気手術装置の用途として、血管を切断する際の出血防止のため事前に血管を封止するという機能がある。この際血管の切断箇所からの再出血を防ぐ



ため、この機能で重要なのは強力な血管封止力である。

【0005】

但し、血管封止の向上には、組織に投与するエネルギー増やす必要があるため高周波電力を高くしたり出力時間を長くする方法があるが、上手くいかないと組織が電極に付着したり炭化して逆に封止力が低下する場合があった。

【0006】

そこで特開2002-65690号公報では、出力／一時停止を繰り返すように高周波電力を制御することで、組織の電極への付着や炭化を防ぎながらエネルギーを投与する技術が示されている。

【0007】

【特許文献1】

特開2002-65690号公報

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記特開2002-65690号公報等の電気手術装置では、予め決められた電力や回数の出力を行うため、細血管では出力回数が多かったり太血管では電力設定が低かったりなどで、出力時間が長くなる場合があった。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、血管径に応じて設定電力や出力回数の制御を行うことのできる電気メス装置を提供することを目的としている。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明の電気メス装置は、生体組織を処置するための高周波電力を発生可能な高周波電力発生手段と、前記高周波電力発生手段で発生される前記高周波電力に基づき前記生体組織を処置可能な処置部と、前記高周波電力を断続的な出力に制御する断続出力制御手段と、前記処置部に供給される前記高周波電力の変化に基づき対象組織を判別する対象組織判別手段と、前記対象組織判別手段の判別結果に基づいて前記断続出力制御手段によって制御される出力値及び出力回数を設定

可能な断続出力設定手段とを具備して構成される。

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0012】

図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は電気メス装置の構成を示す構成図、図2は図1の高周波焼灼電源の構成を示す構成図、図3は図1の電気メス装置で組織を凝固した場合の作用の説明図、図4は図1の電気メス装置の制御の流れを示すフローチャート、図5は図1の電気メス装置の作用の説明図である。

【0013】

(構成)

図1に示すように、本実施例の形態の電気メス装置1は高周波焼灼電源2を備え、高周波焼灼電源2は電極3を介して患者4に接続される。また、高周波焼灼電源2にはフットスイッチ5が接続されている。尚、電極3としては、単極、多極、何れの電極を用いても良い。

【0014】

図2に示すように、高周波焼灼電源2は、直流電流を供給する電源回路6と、電源回路6からの直流電流を高周波電流に変換する高周波発生回路7と、高周波発生回路7に対して高周波電流の波形を支持する波形回路8と、高周波発生回路7からの高周波電流を電極3に出力する出力トランス9と、出力トランス9より出力される出力電流を検出する電流センサ10と、出力トランス9より出力される出力電圧を検出する電圧センサ11と、電流センサ10及び電圧センサ11の信号をA/Dコンバータ12と、A/Dコンバータ12からのデジタル化されたデータに基づいて電源回路6及び波形回路8を制御する制御回路13とを備えて構成される。

【0015】

制御回路13には、出力時間及び休止時間を計測するタイマ13aと、出力回数を計測するカウンタ13bが含まれる。

【0016】

(作用)

生体組織に高周波電力を投与すると、加熱により組織はタンパク変性し、その後組織内の水分が蒸発することで乾燥して行く。この過程で組織は凝固される。

【0017】

組織が乾燥した後も高周波電力を投与しつづけると、組織の炭化が発生し、組織の電極への付着が生じる。組織の電極への付着を防止するには、乾燥が発生した時点で高周波電力の供給を停止するべきである。

【0018】

図3に示すように、生体組織に高周波電力を投与すると、組織インピーダンスは一旦減少した後に組織の乾燥に伴い急激に上昇するため、高周波電流は組織インピーダンスと反対の傾向を示す。

【0019】

従来は組織インピーダンスまたは高周波電流から乾燥が生じたことが分かった時点で高周波出力を一時停止し、組織温度が下がった時点で再出力するという制御を行っていた。ただし従来の制御では、細血管であれば出力回数が多かったり、太血管であれば設定電力が低くてなかなか乾燥しない等のため、出力時間が長くなる傾向があった。

【0020】

そこで本実施の形態では、血管径に応じた設定電力及び出力回数を簡単な方法で短時間に検知し、出力時間を短くする制御を行っている。

【0021】

フットスイッチ5が踏まれると、制御回路13は図4に示すフローチャートに従って制御を開始する。

【0022】

すなわち、ステップS1でフットスイッチ5が踏まれると、制御回路13はステップS2で高周波電流の最大値 I_{max} をOA、設定電力を第1の電力 W_0 に設定し、ステップS3で出力を開始する。

【0023】

ステップS4で電流センサ10、電圧センサ11の信号をA/Dコンバータ12を介して取り込み、高周波電流Iを記憶する。その後ステップS5で高周波電流Iを高周波電流の最大値I_{max}と比較し、Iが大きい場合はステップS6でIをI_{max}として再びステップS4で電流測定を行う。

【0024】

このとき高周波電流最大値I_{max}は、ステップS6で比較したIの値と置き換えられることで、出力を継続していくと高周波電流I < I_{max}になりI_{max}が決定する。

【0025】

次にステップS7で制御回路13のタイマ13aでI_{max}までの時間を計測し、ステップS8にて時間が例えば0.5秒より短い場合はステップS9に進み、ステップS9にてI_{max}が例えば1Aよりも大きい場合は太血管としてステップS11に進み、ステップS9でI_{max}が例えば1Aよりも小さい場合は中血管としてステップS13に進む。

【0026】

またステップS8にて時間が例えば0.5秒より長い場合はステップS10に進み、ステップS10にてI_{max}が例えば1Aよりも大きい場合は中血管としてステップS13に進み、ステップS10でI_{max}が例えば1Aよりも小さい場合は細血管としてステップS15に進む。

【0027】

ここで太血管は、ステップS11にて設定出力の例えば1.5倍の第2の電力W1出力を行い、ステップS12にて高周波電流値I1が高周波電流最大値I_{max}の例えば0.7倍を上回ったら出力を継続し、I_{max}の例えば0.7倍を下回ったらステップS13でW2出力を行う。

【0028】

ここで先のステップS9、ステップS10で中血管と検知された場合も、ステップS13にて設定出力として第3の電力W2出力を行う。あとはステップS14でもステップS12と同様の比較制御を行い、ステップS15の第4の電力W3出力を行う。

【0029】

ここで先のステップS10で細血管と検知された場合も、ステップS15にて設定出力の例えば0.7倍の第4の電力W3出力を行う。

【0030】

このような血管径ごとの出力回数の違いについては、制御回路13のカウンタ13bで行われる。あとはステップS16でもステップS12と同様の比較制御を行い、第4の電力W3出力が終了するとステップS17の出力停止となる。

【0031】

ここで制御に関する値については、術者が設定できるようにしても良い。また上記制御は電流値以外の組織インピーダンスや電圧等で行っても、全く同じ効果があるのは、言うまでもない。

【0032】

上記制御の作用説明図（グラフ）を図5に示す。

検知出力にあたる第1の電力W0の I_{max} までの時間及び I_{max} 値により、太血管及び細血管を検知する。これにより太血管は設定出力を高くし、しかも出力回数を増やすことで十分な血管封止力が得られる。また細血管についても、設定出力を低くし出力回数を減らすことで、出力時間を減らし無駄なエネルギー投与を防ぐことができる。

【0033】

（効果）

このように血管径に応じて設定出力及び出力回数を決めることで、血管封止に最適な凝固出力となるため出力時間が必要最小限で済むようになる。しかも出力時間を減らし無駄なエネルギー投与を防ぐために、組織の付着や炭化防止の他に、血管封止部以外の周辺組織への侵襲を減らすことができる。

【0034】

また全て出力中に自動検知して制御しているので、操作者への煩わしさもなく、簡便に使用できる。

【0035】

さらに既存の電流センサを使用した制御のため、新たなセンサも不要で安価に

実現可能である。

【0036】

図6及び図7は本発明の第2の実施の形態に係わり、図6は高周波焼灼電源の構成を示す構成図、図7は図6の高周波焼灼電源の作用を説明する図である。

【0037】

第2の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0038】

(構成)

図6に示すように、本実施の形態の高周波焼灼電源2の構成図は第1の実施の形態とほぼ同様であるが、出力トランス9が出力トランス9a及び出力トランス9bの2つになり、それぞれに切替えるための切替スイッチ20が設けられたことのみが異なる。

【0039】

(作用)

本実施の形態の作用であるが、出力までは第1の実施の形態と同じである。但し図6の出力トランスとしては、 $100\Omega \sim 2K\Omega$ で使用する通常用の出力トランス9aと、 $20\Omega \sim 100\Omega$ で使用する低抵抗側の出力トランス9bがある。

【0040】

理由としては、一般的にトランスは使用される抵抗の高低側で出力が落ちるため、抵抗値によっては切替る必要があるためである。特に今回の太血管の場合には、低いインピーダンスで高い高周波電流を必要とするため、実際の使用構成としては上記のようにトランスが2つになる。

【0041】

そのため図7のように極太血管に対して出力を行うと、出力当初は通常用の出力トランス9aを使用しているが、抵抗が下がり 100Ω 以下になると低抵抗側の出力トランス9bに切替えて出力を行う。

【0042】

但しトランス切替時にはグラフのように、一時的に高周波電流が下がることで

ため、「偽の高周波電流最大値 $I_{\max 0}$ 」が現れるとともに、トランス切替時間 t も発生する。

【0043】

そこでトランス切替時には、「偽の高周波電流最大値 $I_{\max 0}$ 」を無視すると共に、 I_{\max} までの時間 T からトランス切替時間 t を引いた値を基に、血管径の検知を行う。

【0044】

(効果)

このように高周波焼灼電源の構造問題から発生するような誤差を排除することで、より正確な血管径の検知ができる。この検知精度アップにより血管毎の出力制御ができるため、よりに確実な血管封止が可能となる。

【0045】

[付記]

(付記項1) 高周波電力を発生する高周波電力発生手段と、
前記高周波電力に基づき対象組織の検知を行う検知手段と、
前記高周波電力の出力を制御する出力制御手段と、
前記高周波電力を可変させる出力変更制御手段と
を備え、
手術具に前記高周波電力を供給する電気手術装置において、
前記出力制御手段は高周波電力の出力／一時停止を繰り返すよう前記出力変更
制御手段を制御し、前記検知手段からの検知情報に基づき設定出力及び出力回数を
制御する

ことを特徴とする電気手術装置。

【0046】

(付記項2) 前記検知手段の対象組織が血管径である
ことを特徴とする付記項1の電気手術装置。

【0047】

(付記項3) 前記検知手段が血管径の太さについて検知する
ことを特徴とする付記項1及び付記項2の電気手術装置。

【0048】

(付記項 4) 前記検知手段が最大電流値及び最大電流値に達するまでの時間に基づいて検知する

ことを特徴とする付記項 1 電気手術装置。

【0049】

(付記項 5) 前記検知手段が最大電流値及び最大電流値に達するまでの時間に基づいて検知する際に、電気手術装置の本体構成に関わる誤差要因を排除する手段を備えた

ことを特徴とする付記項 1 電気手術装置。

【0050】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0051】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、血管径に応じて設定電力や出力回数の制御を行うことができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態に係る電気メス装置の構成を示す構成図

【図 2】

図 1 の高周波焼灼電源の構成を示す構成図

【図 3】

図 1 の電気メス装置で組織を凝固した場合の作用の説明図

【図 4】

図 1 の電気メス装置の制御の流れを示すフローチャート

【図 5】

図 1 の電気メス装置の作用の説明図

【図 6】

本発明の第 2 の実施の形態に係る高周波焼灼電源の構成を示す構成図

【図 7】

図 6 の高周波焼灼電源の作用を説明する図

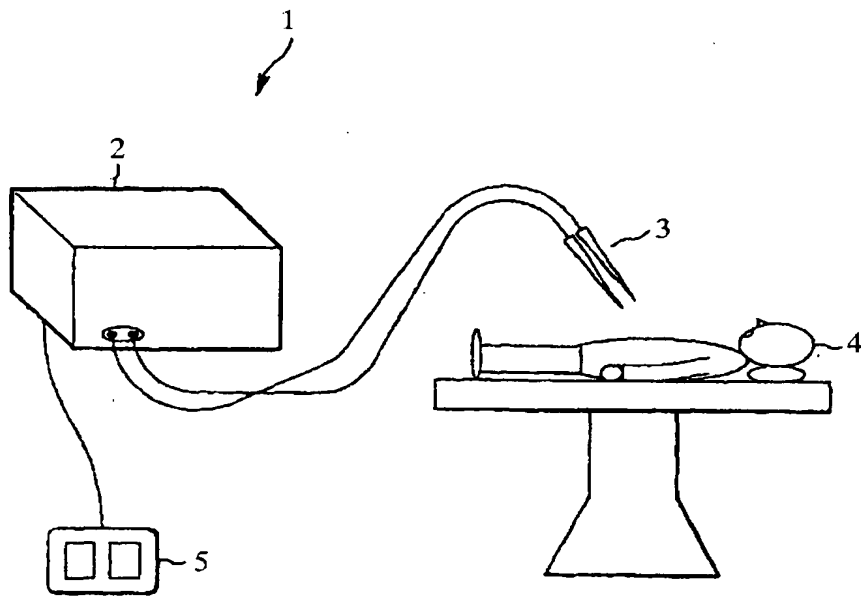
【符号の説明】

- 1…電気メス装置
- 2…高周波焼灼電源
- 3…電極
- 5…フットスイッチ
- 6…電源回路
- 7…高周波発生回路
- 8…波形回路
- 9…出力トランス
- 10…電流センサ
- 11…電圧センサ
- 12…A/Dコンバータ
- 13…制御回路
- 13a…タイマ
- 13b…カウンタ

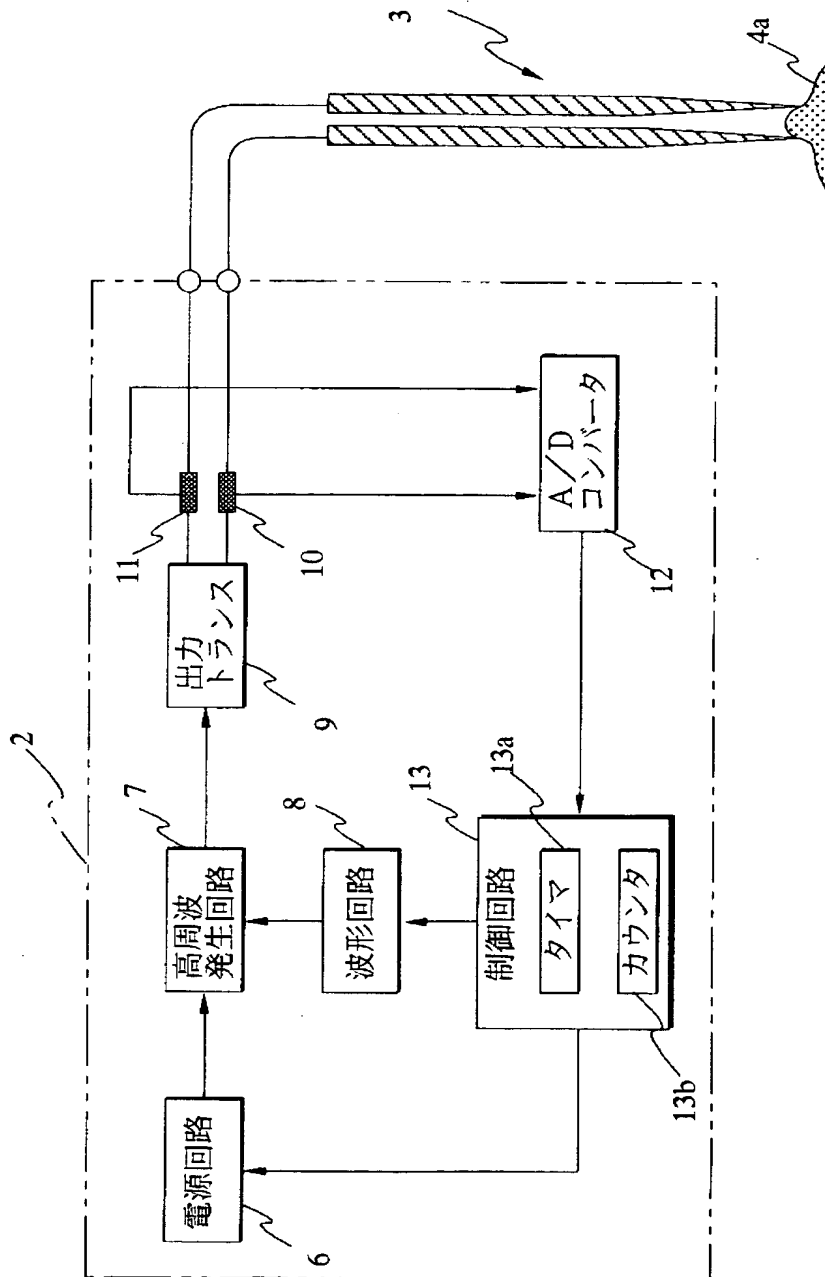
代理人 弁理士 伊藤 進

【書類名】 図面

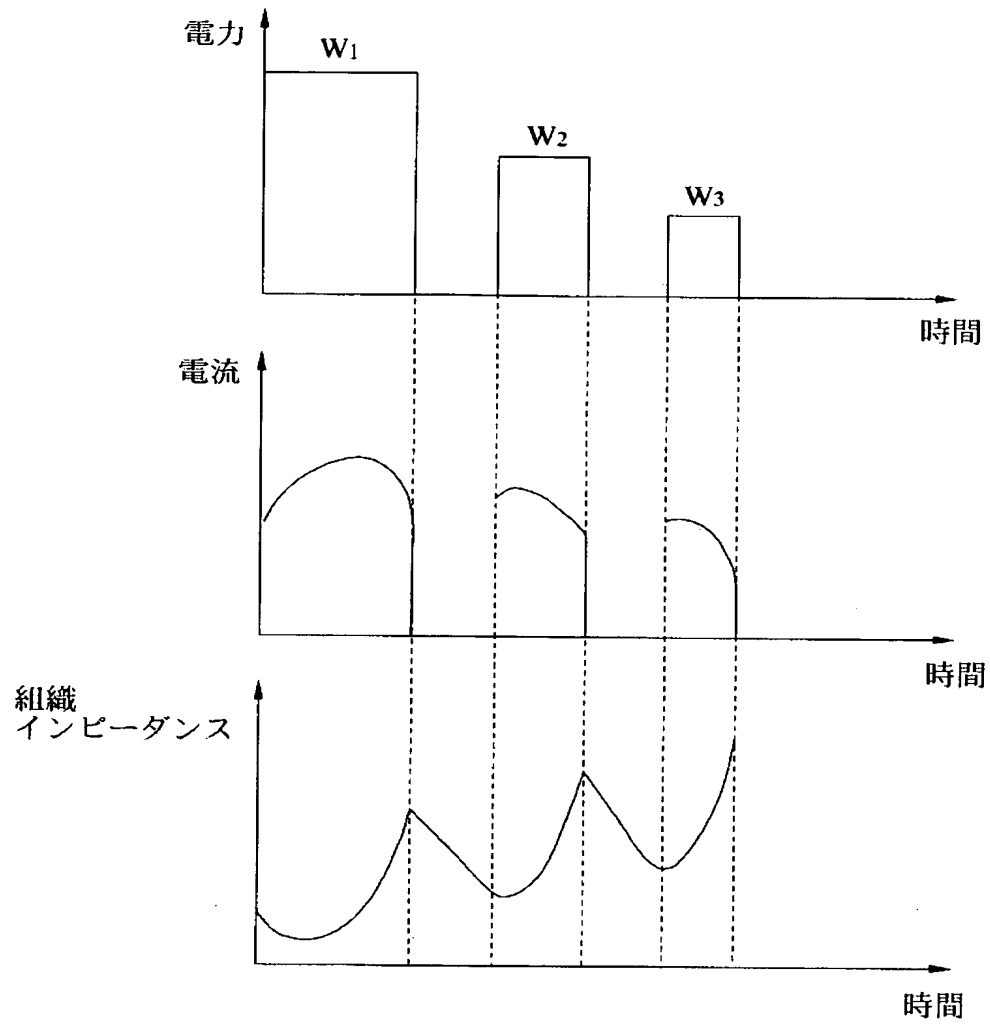
【図 1】



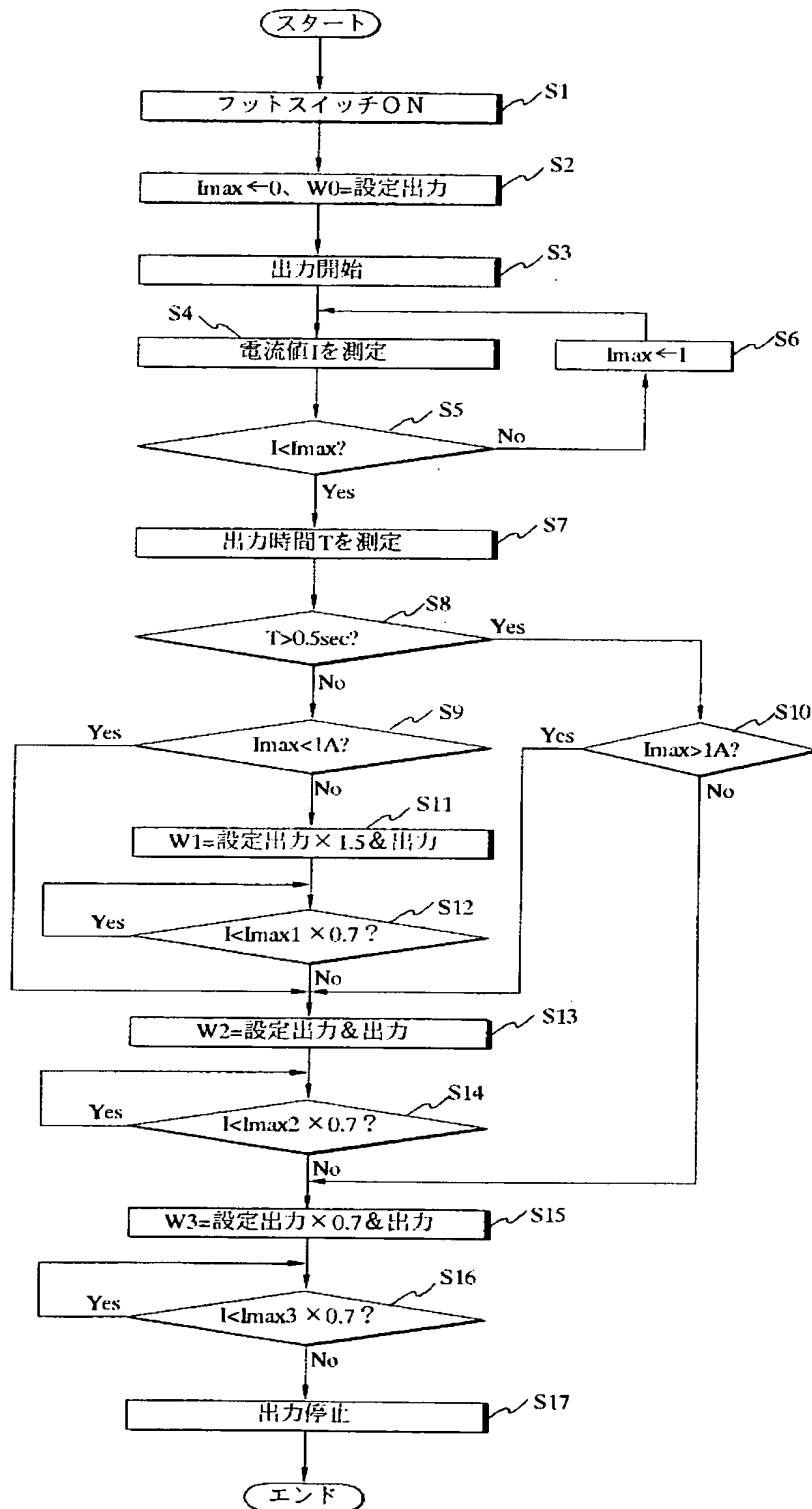
【図 2】



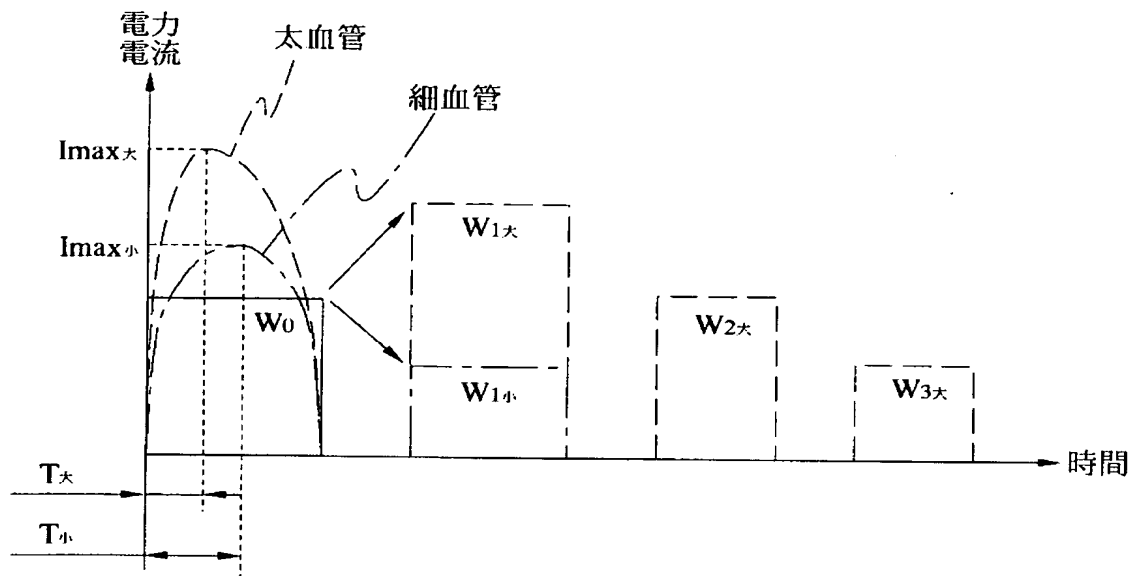
【図 3】



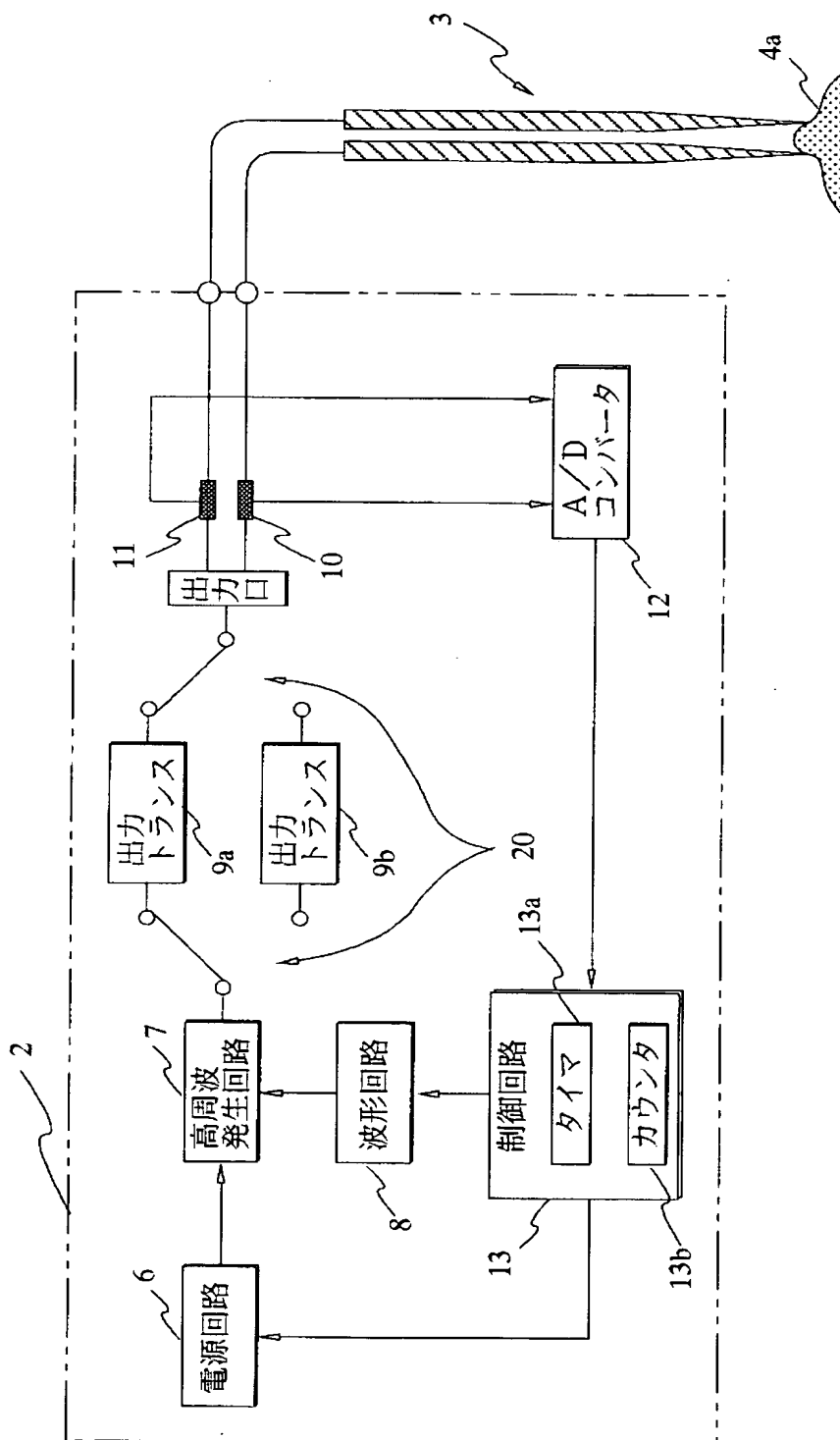
【図 4】



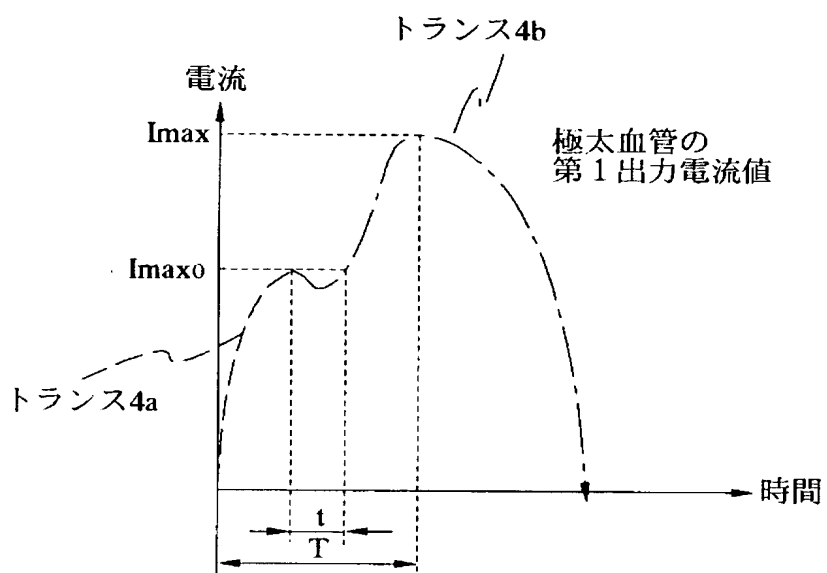
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 血管径に応じて設定電力や出力回数の制御を行う。

【解決手段】 高周波焼灼電源 2 は、電源回路 6 及び波形回路 8 を制御する制御回路 13 を備え、制御回路 13 は、出力時間及び休止時間を計測するタイマ 13 a と、出力回数を計測するカウンタ 13 b とを有する。制御回路 13 は、血管径に応じた設定電力及び出力回数を簡単な方法で短時間に検知し、出力時間を短くする制御を行う。

【選択図】 図 2

特願 2 0 0 3 - 0 2 0 9 5 7

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 0 3 7 6]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 2 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

氏 名

オリンパス光学工業株式会社

2. 変更年月日

2 0 0 3 年 1 0 月 1 日

[変更理由]

名称変更

住 所

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

氏 名

オリンパス株式会社